

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平2-99036

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)4月11日

A 61 B 5/04
5/0402
A 61 N 1/362

R 7916-4C

7831-4C
7916-4CA 61 B 5/04 310 N
審査請求 有 請求項の数 1 (全7頁)

⑮ 発明の名称 心電信号送信装置

⑯ 特 願 昭63-253459

⑰ 出 願 昭63(1988)10月7日

⑱ 発 明 者 筒 井 透 東京都小平市天神町1-57 日本電気三栄株式会社東京工場内

⑲ 発 明 者 棒 宏 之 東京都小平市天神町1-57 日本電気三栄株式会社東京工場内

⑳ 出 願 人 日本電気三栄株式会社 東京都新宿区大久保1丁目12番1号

㉑ 代 理 人 弁理士 松隈 秀盛

明 細 書

発明の名称 心電信号送信装置

特許請求の範囲

心電信号中に重畳されたベースメーカパルスを送送する様にした心電信号送信装置に於いて、

上記心電信号中に重畳されたベースメーカパルスを検出して分離するベースメーカパルス検出分離手段と、

上記ベースメーカパルスに同期し、該ベースメーカパルス幅より幅の広いパルスを発生する加算パルス発生手段とを具備し、

上記ベースメーカパルス検出分離手段の出力であるベースメーカパルスを除去した心電信号に、上記加算パルス発生手段の出力であるベースメーカパルス幅を拡げた加算パルスを重畳して送出する様にしたことを特徴とする心電信号送信装置。

発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明はベースメーカパルスを含んだ心電図波形の伝送に好適な心電信号送信装置に関する。

〔発明の概要〕

本発明はベースメーカパルスを含んだ心電図波形の伝送に好適な心電信号送信装置に関し、心電信号中に重畳されたベースメーカパルスを伝送する様にした心電信号送信装置に於いて、心電信号中に重畳されたベースメーカパルスを検出して分離するベースメーカパルス検出分離手段と、ベースメーカパルスに同期し、ベースメーカパルス幅より幅の広いパルスを発生する加算パルス発生手段とを具備し、ベースメーカパルス検出分離手段の出力であるベースメーカパルスを除去した心電信号に、加算パルス発生手段の出力であるベースメーカパルス幅を拡げた加算パルスを重畳して送出する様にしたことで狭帯域においてベースメーカパルスの位置情報の検出確度を劣化させず伝送することが出来る様にしたものである。

〔従来の技術〕

ベースメーカは心臓の自発電気パルスの発生及び伝達の阻害された患者の心筋に電気刺激を与え、

心拍動を正常化するために用いられている。一般には体外から通電する形式と、体内に埋込む形式とがあり、通常は電極を心筋に埋込み、回路は幅0.2~2msのパルスを発生する発振回路で構成され、電源には水銀電池等が用いられている。

この様なペースメーカを使用している患者の心電図を監視する必要性もある。

第3図及び第4図は代表的な心電図波形とその時間波形を示すものであり、第3図の心電図でP波は心房の収縮、QRS波は心室の収縮、T波は心室の拡張に対応している。又、これら各波の時間値によって第4図に示す様な生理的意義を有する。

今、ペースメーカを使用している患者の心電図波形を監視する監視装置を考えると、この監視装置では心電図にペースメーカパルスが重畳されて観測されるが、監視装置は心電図波形中のR波か、ペースメーカパルスかを検出して、分離し、心拍数を自動計数して異常な値であった場合には警報を発して医師や看護婦に知らせる必要がある。従

ってペースメーカパルスと心電図のR波の分離性能は大きな意味があり、分離性能が充分でないと、心臓が停止しているにもかかわらず監視装置はペースメーカパルスを計数し続けてR波と誤認して、警報を発しないこともあり得る。

ペースメーカパルスは叙上の如く0.2~2msのパルス幅を有し、心電信号の電圧は心電図計測時の電極位置等で変化するが数mV~1V程度であって検出範囲の条件が非常に広い。更に心電図波形を監視装置に歪なく送出するために監視装置に要求される周波数帯域は30~50Hzであり、心電計等の診断を行なう機器に要求される周波数帯域は100Hzであるが、ペースメーカパルスを歪なく伝送するには1~2kHzの帯域を必要とする。又、心電信号の中で特に重要な意味を持つのはR波である。このR波は周波数成分は一番高く、振幅も第3図に示す様に大きいためこのR波とペースメーカパルスの分離性能が叙上の様に問題となる。更にペースメーカパルスはその有無と心電図上での位置が重要な情報である。

この様なペースメーカパルスを伝送し、このペースメーカパルスを検出して分離するための送受信装置を第5図及び第6図で説明する。

第5図は送信装置を示すもので入力端子(1)にはペースメーカを使用している患者に配設した心電図用の電極を通して心電信号とペースメーカパルス(以下生体信号と記す)が供給される。この生体信号はアンプ(2)で増幅され、その増幅出力はパルス検出回路(3)とスイッチング回路(4)に供給される。パルス検出回路(3)では心電信号中に含まれるペースメーカパルスを検出し、その検出信号をローパスフィルタ(8)と除去コントロールパルス発生回路(5)に供給する。除去コントロールパルス発生回路(5)はペースメーカパルス検出回路(3)の立ち上りのパルスを例えば微分してモノステイブルマルチバイブレータ等をトリガして所定幅の除去コントロールパルスを発生させ、この発生した除去コントロールパルス期間スイッチング回路(3)を閉状態と成す。即ちパルス検出回路(3)、除去コントロールパルス発生回路(5)、スイッチング回路(4)によ

ってペースメーカパルス除去回路(6)が構成される。スイッチング回路(4)が閉状態のときは生体信号中の心電信号がローパスフィルタ(7)に供給されることになる。ローパスフィルタ(7)(8)に供給されたペースメーカパルスを除去した心電信号とペースメーカパルスを夫々変調器(9)(10)に供給して、加算後に主変調器(11)に供給する。変調器(9)(10)はFM変調器である。主変調器(11)はFM又は、AM等の変調器で、サブキャリアを用いた多重変調方式ではFM-FM、或はFM-AM方式が用いられ、PWM等の時系列の多重伝送の場合は伝送チャンネルを2つ使い、一方のチャンネルでペースメーカパルスを伝送し、他方のチャンネルで心電信号を伝送する。尚(12)は送信アンテナである。

第6図は受信装置を示すもので、受信アンテナ(13)に受信された送信アンテナ(12)からの伝送電波はチューナ復調回路(14)でFM-FM、FM-AM或はPWM信号を復調し、この復調信号を復調器(15)に供給して、ペースメーカパルス及び心電信号を復調して、ペースメーカパルスの除去された心

電信号は計測部(32)で計測用に用いられ、更に復調器(30)の出力であるベースメーカパルスと心電信号は加算されて表示装置(33)又はレコーダ(34)等に表示又は記録される。

上述の従来構成の送信及び受信装置は心電信号とベースメーカパルスを別系統で伝送した例を説明したが第7図及び第8図に示す様に、送信装置側ではベースメーカパルスと心電信号の分離を行わない方式も提案されている。第7図及び第8図はこの送信装置及び受信装置の系統図を示すもので第5図と第6図と対応する部分には同一符号を付して示す。

入力端子(1)には心電信号とベースメーカパルスが混合した生体信号が供給されてアンプ(2)で増幅後にローパスフィルタ(7a)に供給される。このローパスフィルタ(7a)の上限遮断周波数は300Hz程度に選択して変調器(9)と主変調器(10)の周波数特性を拡げる様にしている。変調器(9)と主変調器(10)は一般的にはFM-FM変調方式が用いられている。送信用アンテナ(12)から送信されたFM-FM変調

された生体信号は第8図に示す受信装置の受信アンテナ(3)で受信し、チューナ(4)でチューニングを行なった後に例えば、FM復調して、次段の復調器(5)で更にFM復調し、次段のベースメーカパルス分離回路(6)に供給する。このベースメーカパルス分離回路(6)は120Hz~300Hzの帯域を通過させるバンドパスフィルタ(8)と、このバンドパスフィルタ(8)の出力に接続されたベースメーカパルスを検出する検出コンパレータ(9)と、検出コンパレータ(9)の出力に基づいてベースメーカパルスを除去する除去コントロールパルス発生回路(5)とスイッチング回路(4)より構成され、除去コントロールパルス発生回路(5)の出力でスイッチング回路(4)は“オン”“オフ”制御される。スイッチング回路(4)がオフされている期間に出力端子(23)にベースメーカパルスが出力され、“オン”期間にベースメーカパルスの除去された心電信号がローパスフィルタ(21)を通して出力端子(22)に出力される。尚ローパスフィルタ(21)の上限遮断周波数は100Hzである。

(発明が解決しようとする課題)

叙上の第5図で示した送信装置は、心電信号を増幅後ベースメーカパルスの検出、分離を行い、ベースメーカパルスを除去した心電信号とベースメーカパルスを別系統で伝送し、受信装置では第6図の様にベースメーカパルスを除去した心電信号を計測に用い、別系統で送信されたベースメーカパルスを加算して表示用信号としたものである。この方式はベースメーカパルスを心電用のアンプ(2)の後段で検出、分離を行なうために検出確度が高いが、ベースメーカパルスをPWM等で伝送するためには比較的周波数特性の良い伝送路を専用で用いる必要がある。その結果電波の占有帯域幅は広くなる問題が発生する。

又複数のサブキャリアを用いた方式でも同様に電波の占有帯域幅が広くなる問題があり、ベースメーカパルスを伝送するための専用のサブキャリア変調器と復調器が必要となる問題がある。

又、第7図及び第8図の送信装置及び受信装置の様は、送信装置側ではベースメーカパルスを分

離せず変調器の周波数特性を広げて、そのまま伝送し、受信装置側でベースメーカパルスを検出すると共に分離する回路を設けている。この場合、前述の様にベースメーカパルスを歪なく伝送するためには1~2kHzの占有帯域を必要とするが、変調器の周波数特性を拡げて1~2kHzの帯域を確保しようとする、占有帯域が拡がりすぎて、送受信装置(テレメータ)の電波チャンネルを多くとることが出来ない為にローパスフィルタ(21)の上限遮断周波数を300Hz程度に選択している。この様に伝送帯域を充分確保することが困難であるために幅の狭いベースメーカパルスを充分に立上げることが出来ない。この為にベースメーカパルスの検出性能は第5図で示す送信装置側で検出する方式よりも低くなり、1ms以下の幅を持つベースメーカパルスの検出が出来なくなる問題があり、更に弱電界になると、心電信号中にベースメーカパルスと誤認するパルス性ノイズが混入し、検出、分離回路が誤動作を生ずる問題もあった。

本発明は叙上の問題点に鑑みなされたものでそ

の目的とするところはベースメーカパルスを含んだ心電信を伝送路の S/N が悪化しても安定に検出、分離し、狭帯域でベースメーカパルスが伝送出来る様にした心電信号送出装置を得んとするものである。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の心電信号送信装置はその1例が第1図及び第2図に示めされている様に心電信号中に重畳されたベースメーカパルス(25)を伝送する様にした心電信号送信装置に於いて、心電信号中に重畳されたベースメーカパルス(25)を検出して分離するベースメーカパルス検出分離手段(6)と、ベースメーカパルス(25)に同期し、ベースメーカパルス(25)の幅より幅の広いパルスを発生する加算パルス発生手段(24)とを具備し、ベースメーカパルス検出分離手段(6)の出力であるベースメーカパルス(25)を除去した心電信号に、加算パルス発生手段(24)の出力であるベースメーカパルス幅を拡張した加算パルス(27)を重畳して送出する様にしたも

のである。

〔作用〕

本発明の心電信号の送信装置によれば心電信号中に重畳された心電信号はベースメーカパルス検出分離手段(6)で分離され、心電信号中からベースメーカパルスを除去した生体信号中に加算パルス発生手段(24)で発生させた加算パルス、即ち、ベースメーカパルス幅を拡張したパルスを加算させて伝送する様にしたので S/N が悪化した伝送路にベースメーカパルス幅の短いパルスを送出しても受信装置側では安定に検出分離を行うことの出来る心電信号送信装置が得られる。

〔実施例〕

以下、本発明の心電信号送出装置の一実施例を第1図及び第2図について説明する。

第1図及び第2図で第3図乃至第8図との対応部分には同一符号を付して示す。

第1図で、入力端子(1)にはベースメーカを使用

している患者の心電信号が供給されるためにベースメーカパルスと心電信号が重畳されて入力される。入力端子(1)に供給された生体信号は1~2kHzの心電用アンプ(2)を通過して、ベースメーカパルスを含む生体信号は忠実に増幅する。このアンプ(2)で増幅される生体信号の例を第2図Aに示す。この波形からも明らかな様にベースメーカパルス(25)と心電信号のP、R、T波等は周波数成分に大きな違いがあり、心電信号中で高い周波数成分を持っているR波でも高域側の最高周波数は100Hz迄であるがベースメーカパルスでは2kHz迄ある。心電用アンプ(2)で増幅された出力はベースメーカパルス除去回路(5)内のスイッチング回路(4)とバンドパスフィルタ(3)に供給される。バンドパスフィルタ(3)の帯域幅は120Hz~1.2kHzに選択され、この帯域内のベースメーカパルス(25)はこのバンドパスフィルタ(3)で分離され、検出コンパレータ(20)で分離したベースメーカパルス(25)の立ち上がりエッジを検出し、モノマルチバイブレータ等で構成した除去コントロールパルス発生回路(5)に供給

して、第2図Bに示す様な所定幅のベースメーカパルス除去用の除去パルス(26)を発生させる。検出コンパレータ(20)のベースメーカパルス(25)の立ち上がりエッジは同時に加算パルス発生回路(24)にも供給され、ベースメーカパルス幅 τ_1 よりも幅を拡張した第2図Cに示すパルス幅 τ_2 の加算パルス(27)を発生させる。この加算パルス発生回路(24)もモノマルチバイブレータ等で構成し得る。

除去コントロールパルス発生回路(5)で発生させた除去パルス(26)でアナログスイッチング回路(4)を“オフ”状態として、ベースメーカパルス(25)を心電信号から除去する。

スイッチング回路(4)の後段には抵抗器RとコンデンサCで構成した遅延回路(28)を有し、この遅延回路(28)を通してベースメーカパルス(25)を除去した生体信号とベースメーカパルス(25)のパルス幅を拡張した加算パルス(27)のタイミングを調整しベースメーカパルス(25)を除去した心電信号中に第2図C図示の加算パルス(27)を加算回路(29)で加算し、第2図Dに示す様な幅の広いベースメ

一カパルスに加工した伝送用心電信号（以下伝送信号と記す）(30)を得る。この様な伝送信号(30)をローパスフィルタ(7)で帯域制限し、変調器(9)によって伝送信号(30)でサブキャリアをFM変調し、更に主変調器(10)でFM変調して送信アンテナ(12)より送信する。

尚、実際には破線で示す変調器(31)によってローバッテリー信号や電極異常信号でサブキャリアをFM変調し、主変調器(10)に供給されているが、本発明の構成とは直接関係がないのでその具体的構成と動作を省略する。

上述の構成でローパスフィルタ(7)の上限遮断周波数を300Hzに設定し、加算パルスのパルス幅 τ_2 を加算パルス発生回路(24)の時定数を選択して5msに設定したとすると、300Hzの周波数帯域で90%立ち上らせることの出来るパルス幅は1.2msであるから、5msのパルス幅 τ_2 に加工されたベースメーカパルス、即ち加算パルス(27)を有する伝送信号(30)はパルスを十分に立ち上らせて伝送可能となる。

は加算パルスをインパルスとしたがバースト状の加算パルスを発生させる様にしてもよい。

更に上述の例では伝送路として無線伝送の場合を説明したが、例えば電氣的なアイソレーションを行なうアイソレータを有線伝送路に入れる場合の様に、周波数帯域が制限される様な有線伝送路においても本発明は有効である。即ち、アイソレーションの耐圧を大きくとりたいとき高耐圧、周波数特性の良好な高価なものより価格の安い周波数特性の低い素子を用いてもアイソレーション効果を上げることが出来る。

本発明の心電信号送信装置によれば下記の如き効果を有する。

- (イ) 狭帯域でベースメーカパルスの位置情報を伝送することができる。
- (ロ) ベースメーカパルスの検出を、パルスの立ち上がりエッジの劣化の少ない信号源に近いところで行なうため、パルス検出確度が高い。
- (ハ) 伝送路の持っている周波数帯域では伝送することが困難な、幅の狭く振幅の小さいパル

この場合心電信号中に含まれるベースメーカパルス、即ち生体信号中のベースメーカパルス(25)が第2図Aの様に周波数成分が高い0.1~0.5msのパルス幅 τ_1 を持っていても、心電用のアンプ(2)に検出歪の無いものを選択しているので検出確度を劣化させることはない。

受信装置は従来構成で示した第8図の構成と同一であるので構成は省略するが、送信装置を第1図に示す様に改良することで受信装置は従来の構成を変更することなく、その性能を向上させることが出来る。第8図に示す従来の受信装置では小振幅のパルスを検出するためには検出コンパレータ(10)のレベルを下げる必要があった。この場合受信電界強度が低下したときノイズにより誤動作し易かったが、本発明に於いては受信装置の検出コンパレータ(10)のレベルをベースメーカパルス(25)の振幅に関係なく高く設定することが出来るので弱電界での誤動作を少なくすることが出来る。

尚、上述の実施例で加算パルス発生回路(24)で

スであっても、検出確度が悪化することがない。

- (ニ) 無線伝送の場合で、電界強度が弱くなり、信号対雑音比が悪化した場合においても、ベースメーカパルス検出確度が悪化しない。

尚、本発明は叙上の実施例に限定することなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を行うことが出来る。

〔発明の効果〕

本発明の心電信号送信装置によれば狭帯域でベースメーカパルスの位置情報を検出確度を劣化させず伝送することが出来る。

図面の簡単な説明

第1図は本発明の心電信号送信装置の一実施例を示す系統図、第2図は第1図の波形説明図、第3図は心電図波形図、第4図は正常心電図の時間値を表す線図、第5図及び第7図は従来の心電信号送信装置の系統図、第6図及び第8図は従来の心電信号受信装置の系統図である。

Claim:

An electrocardiogram transmission device which is designed to transmit a superimposed pacemaker pulse of an electrocardiogram, which is characterized by

provision of a detecting/separating means for a pacemaker pulse which detects and separates superimposed pacemaker pulses in said electrocardiogram, and

provision of a cumulated pulse generating means which is synchronized with said pacemaker pulse and generates a pulse whose pulse width is wider than said pacemaker pulse width, and

transmission of a superimposed pulse, wherein the superimposed pulse is created by superimposing said cumulated pulse whose pacemaker pulse width is widened, which is an output of said cumulated pulse generating means, on an electrocardiogram after removing a pacemaker pulse, which is an output of said detecting/separating means for pacemaker pulse.

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-099036

(43)Date of publication of application : 11.04.1990

(51)Int.Cl.

A61B 5/04

A61B 5/0402

A61N 1/362

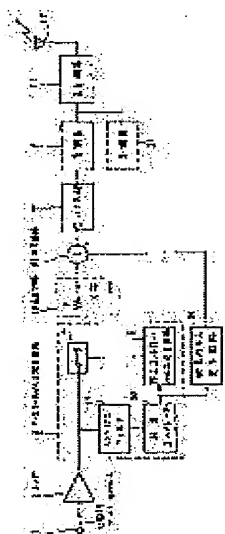
(21)Application number : 63-253459

(71)Applicant : NEC SAN-EI INSTR CO LTD

(22)Date of filing : 07.10.1988

(72)Inventor : TSUTSUI TORU
BO HIROYUKI

(54) ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL TRANSMITTING APPARATUS



(57)Abstract:

PURPOSE: To perform stable detection and separation on the side of a receiving device even when a pulse having a short pacemaker pulse width is sent out by separating the electrocardiographic signal superposed on an electrocardiographic signal and adding an addition pulse to a living body signal obtained by removing a pacemaker pulse from the electrocardiographic signal to transmit said signal.

CONSTITUTION: A pacemaker pulse and an electrocardiographic signal are inputted to an input terminal 1 in a superposed state. The output amplified by an electrocardiographic amplifier 2 is supplied to the switching circuit 4 in a pacemaker pulse removing circuit 6 and a band-pass filter 19 to separate the pacemaker pulse 25. The pacemaker pulse 25 is supplied to an addition pulse generating circuit 24 to

generate an addition pulse 27. A living signal wherein the pacemaker pulse 25 is removed through the delay circuit 28 of the post stage of the switching circuit 4 and the addition pulse 27 wherein the pulse width of the pacemaker pulse 25 is widened are added in an adder circuit 29 to obtain a transmitting electrocardiographic signal 30 processed into a wide pacemaker pulse. The transmitting signal 30 is limited in its band by a low-pass filter 7 and subjected to FM modulation by a modulator 9 and a main modulator 11 to be transmitted from a transmission antenna 12.